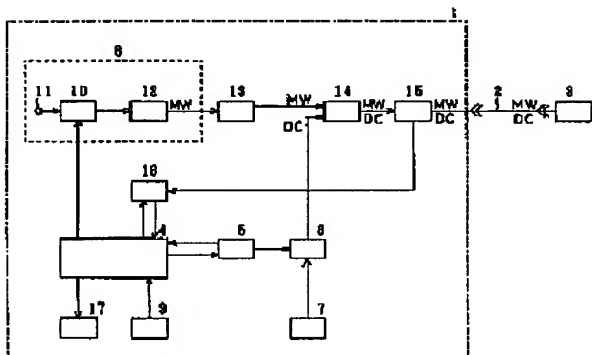


jp09117456/pn

** SS 2: Results 1

prt fu img

1/1 JAPIO - (C) JPO- image
CPIM Questel Orbit



PN - JP 09117456 A 19970506 [JP09117456]
TI - MICROWAVE OPERATION DEVICE
IN - WAKIKAI DOU KOUICHI; KITADA SUMINORI
PA - NIPPON SHOJI KK
AP - JP30352295 19951027 [1995JP-0303522]
IC1 - A61B-017/36
IC2 - A61B-017/39

AB - PROBLEM TO BE SOLVED: To automatically complete at a proper timing the coagulation of the body tissue by means of microwave irradiation.

- SOLUTION: This device is provided with a sensor 15 which detects at least either the reflected wave or the progressive wave of the microwave output in the device 1, and a completion judging means which monitors at least either the level or the waveform of the detected wave by the sensor 15 for the microwave output in the device 1 and which judges the completion of the coagulation of the body tissue and, on the basis of this judgment, the microwave output in the device 1 is stopped by an output stopping means.

- COPYRIGHT: (C)1997, JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-117456

(43) 公開日 平成9年(1997)5月6日

(51) Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 17/36 17/39	3 4 0		A 6 1 B 17/36 17/39	3 4 0

審査請求 未請求 請求項の数 1 F D (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平7-303522

(22) 出願日 平成7年(1995)10月27日

(71) 出願人 000231394

日本商事株式会社

大阪府大阪市中央区石町2丁目2番9号

(72) 発明者 脇海道 孝一

大阪府八尾市緑ヶ丘2丁目1番地の2 1
-403

(72) 発明者 北田 澄典

奈良県天理市永原町365番地

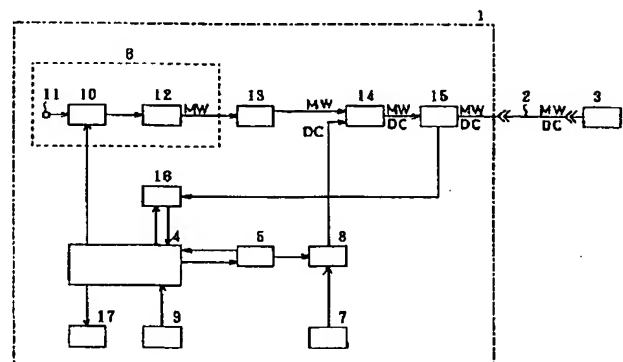
(74) 代理人 弁理士 藤田 龍太郎

(54) 【発明の名称】 マイクロ波手術装置

(57) 【要約】

【課題】 マイクロ波照射による生体組織の凝固を適正なタイミングで自動的に終了する。

【解決手段】 本体装置1のマイクロ波出力の反射波、進行波の少なくとも1つを検出するセンサ部15と、本体装置1のマイクロ波の出力中にセンサ部15の検出波のレベル、波形の少なくとも一方を監視して生体組織の凝固の終了を判別する終了判別手段と、この判別手段の終了の判別により本体装置1のマイクロ波出力を停止する出力停止手段とを備える。



1 本体装置	5 出力時間設定部
2 同軸ケーブル	6 マイクロ波発生部
3 手術電極	15 センサ部
4 出力制御部	18 判別処理部

【特許請求の範囲】

【請求項1】 マイクロ波を出力する本体装置と、該本体装置にケーブル接続されるとともに生体組織に刺入等され、前記生体組織に前記マイクロ波を照射して前記生体組織を凝固する手術電極とを備えたマイクロ波手術装置において、
前記本体装置のマイクロ波出力の反射波、進行波の少なくとも1つを検出するセンサ部と、
前記本体装置の前記マイクロ波の出力中に前記センサ部の検出波のレベル、波形の少なくとも一方を監視して前記凝固の終了を判別する終了判別手段と、
該終了判別手段の終了の判別により前記本体装置のマイクロ波出力を停止する出力停止手段とを備えたことを特徴とするマイクロ波手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術の分野】本発明は、本体装置から生体組織に刺入等された手術電極にマイクロ波を供給し、手術電極のマイクロ波照射により電極近傍の生体組織を凝固してその止血、凝固、切開等を行うマイクロ波手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、この種マイクロ波手術装置は、特公平1-20619号公報(A61B17/39)、特公平1-20617号公報(A61B 17/36)等に記載されているように、本体装置に同軸ケーブルを介してニードル状、ブレード状等の各種形状のモノポーラ型の手術電極を取換え自在に接続して形成されている。

【0003】そして、手術電極を生体組織に刺入、接触等し、本体装置のマイクロ波発生器を作動してこの発生器のマイクロ波(2450MHz)を手術電極に供給し、この電極から生体組織内にマイクロ波を集束照射すると、生体内に発生した誘電熱エネルギーを利用して電極近傍の組織が凝固される。

【0004】このくり返しにより生体の止血、凝固、切開、切離、切除等の手術が行え、とくに、止血効果が高く、脆くて含有血液の多い肝臓等の実質臓器の手術にはこの種マイクロ波手術装置が極めて有用である。

【0005】なお、各1回のマイクロ波照射による凝固が終了すると、通常、本体装置から手術電極にその中心導体を負極、外部導体を正極とする直流の組織解離電流が供給され、この電流に基づく生体の電気浸透作用により手術電極に付着した組織が軟化され、手術電極が容易に生体組織から離れる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】前記従来のこの種マイクロ波手術装置の場合、マイクロ波照射による凝固層の成長を検知することができないため、医師等が経験や勘に基づいてマイクロ波の出力時間をタイマ設定し、設定した時間(数十秒程度)、生体組織にマイクロ波を照射

して各1回の凝固を終了している。

【0007】一方、マイクロ波照射による凝固層の成長は、手術電極の形状や生体組織の条件等によって異なる。したがって、従来装置においては、適正なタイミングで凝固を終了することが容易でなく、過凝固が原因で手術電極が微少な火花放電を起して、生体組織が炭化したり、電極に組織が付着したりすることがある等の問題点がある。

【0008】本発明は、マイクロ波照射による生体組織の凝固を適正なタイミングで自動的に終了することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】前記の目的を達成するために、本発明のマイクロ波手術装置においては、本体装置のマイクロ波出力の反射波、進行波の少なくとも1つを検出するセンサ部と、

【0010】本体装置のマイクロ波の出力中にセンサ部の検出波のレベル、波形の少なくとも一方を監視して生体組織の凝固の終了を判別する終了判別手段と、

【0011】この終了判別手段の終了の判別により本体装置のマイクロ波出力を停止する出力停止手段とを備える。

【0012】そして、マイクロ波の照射による生体組織の凝固の進行にしたがって本体装置のマイクロ波出力に対する負荷インピーダンスが変化し、本体装置のマイクロ波の進行波、反射波が変化するため、センサ部の検出波のレベル、波形が前記凝固の進行にしたがって変化する。

【0013】したがって、センサ部の検出波のレベル、波形の少なくとも一方の監視により終了判別手段は生体組織の条件等に応じた適正なタイミングで凝固の終了を判別する。

【0014】そして、この判別に基づき出力停止手段が本体装置のマイクロ波出力を停止するため、マイクロ波照射による生体組織の凝固が適正なタイミングで自動的に終了する。

【0015】

【発明の実施の形態】本発明の実施の1形態につき、図1ないし図6を参照して説明する。図1は全体構成を示し、本体装置1に同軸ケーブル2が接続自在にコネクタ接続され、同軸ケーブル2の先端にニードル状、ブレード状等の種々の形状のモノポーラ型の手術電極3が取換え自在にコネクタ接続される。そして、手術電極3はニードル状等の場合、その先端が生体組織に刺入され、ブレード状等であれば手術刃の先端部が生体組織に接触される。

【0016】一方、本体装置1の図示省略された制御部の各種設定つまみ等の操作によりマイクロ波及び組織解離電流の大きさ(出力)、出力時間等の動作条件(照射条件)が指定されると、マイクロ波及び組織解離電流の

出力時間が各種接点信号の出力機能等を有する出力制御部4を介してタイマ動作する出力時間設定部5にプリセットされる。

【0017】また、マイクロ波の大きさの指定に応じてマイクロ波発生器6の出力が例えば10～110Wの範囲で可変設定され、組織解離電流の大きさの指定に応じて解離電流用の直流電源7又はこの電源7に接続された解離電流設定部8の出力が可変設定される。

【0018】そして、フットスイッチ等の本体装置1の始動スイッチ9をオンすると、出力時間設定部5のマイクロ波照射用のタイマが起動されるとともに出力制御部4がマイクロ波発生器6の電源部10をオンし、このオンにより電源部10が受電端子11の入力電源を高圧電源等のマイクロ波発振用の電源に加工し、この電源を発振部12に給電する。

【0019】この給電により発振部12が設定された大きさの2450MHzのマイクロ波MWを発生し、このマイクロ波MWが空洞共振器13、混合器14、センサ部15を介して同軸ケーブル2に出力され、このケーブル2のマイクロ波が手術電極3に供給される。

【0020】そして、手術電極3が生体組織内にマイクロ波MWを集束照射し、この照射に基づく誘電熱エネルギーにより手術電極3の近傍の生体組織が凝固する。

【0021】ところで、混合器14はマイクロ波ろ波器等からなり、マイクロ波MWと解離電流設定部8の直流の組織解離電流DCとを混合して出力する。

【0022】また、センサ部15は本体装置1のマイクロ波出力の反射波R、進行波Tの少なくとも1つを検出するために本体装置1の終段出力部に設けられ、いわゆる定在波(SWR)測定器からなり、ここでは、反射波Rと進行波Tの両方を常時検出する。

【0023】そして、センサ部15の検出波(反射波R、進行波T)の出力が終了判別手段を形成するマイクロコンピュータ構成の判別処理部16に供給され、この処理部16はセンサ部15の出力監視に基づいて凝固の適正な終了タイミングを判別する。

【0024】つぎに、処理部16の判別処理について説明する。まず、手術電極3のマイクロ波照射に基づく反射波R、進行波Tの変化及び凝固の適正な終了タイミングを説明する。

【0025】手術電極3のマイクロ波MWが生体組織に照射されると、その凝固の進行により水分(体液等)の消失等が生じて本体装置1の負荷インピーダンスが変化し、マイクロ波出力の反射波R、進行波Tのレベル(ピーク電圧)、その波形が変化する。

【0026】そして、このレベル、波形の変化特性はマイクロ波照射位置(個所)を左右する手術電極3の針の長さ等の形状や生体組織の部位等によって異なり、生体組織の肝臓を手術対象とする場合、手術電極3がつぎのA、B、Cの3タイプの形状のときに、反射波Rの変化

特性はほぼ図2の(a)、(b)、(c)の実測結果に示すようになる。

【0027】タイプA：長さ15mmのニードルタイプの開腹下用15mm電極

タイプB：長さ30mmのニードルタイプの開腹下用30mm電極

タイプC：タイプA、Bより大径(直径1.6mm)の深部用経皮経肝電極

【0028】そして、図2の(a)、(b)、(c)からも明らかなように、照射開始から15秒経過すると、電極形状によらず、過渡的な変化がほぼ終了し、反射波Rの波形から手術電極3のタイプ判別が行える。

【0029】さらに、各タイプA、B、Cの手術電極3につき、反射波Rを測定して実験をくり返した結果、各タイプA、B、Cの場合、凝固の適正な終了タイミングはそれぞれつぎのようになることが判明した。

【0030】すなわち、タイプAの場合は、マイクロ波MWの照射開始から15秒経過した後に反射波Rのレベルが2秒前と等しくなると、それから所定時間(5秒)以上経過した後に反射波Rのレベルが5秒前のレベルより若干(0.2V)高いレベル以下に保たれるようになり、この状態から所定時間(10秒)経過したときに、凝固の適正な終了タイミングになる。

【0031】また、タイプBの場合は、マイクロ波MWの照射開始から30秒経過した後、反射波Rのレベルが所定電圧(2V)以上になったときに、凝固の適正な終了タイミングになる。

【0032】さらに、タイプCの場合は、マイクロ波MWの照射開始から15秒経過した後に反射波Rのレベルが2秒前より大きくなると、それから所定時間(5秒)以上経過した後に反射波Rのレベルが5秒前のレベルより所定量(0.1V)以上高くなるようになり、この状態から所定時間(10秒)経過したときに凝固の適正な終了タイミングになる。

【0033】したがって、タイプA、Cの手術電極3については反射波Rの波形(レベルの時間変化)の監視により凝固の適正な終了タイミングを判別することができ、タイプBの手術電極3については反射波Rの現在のレベルの監視により凝固の適正な終了タイミングを判別することができる。

【0034】また、マイクロ波MWの照射開始は、例えば進行波Tのレベルが一定値(2V)以上になることから把握することができる。

【0035】そこで、判別処理部16は始動スイッチ9のオンが出力制御部4から通知されると、図3、図4、図5の判別処理プログラムを実行し、まず、図3のステップS1により進行波Tのピーク電圧が2V以上になるまで待機し、マイクロ波MWの照射スタートを検出する。

【0036】そして、この照射スタートを検出すると、

ステップS2により内部のタイマカウンタを初期化して直ちに計時動作を開始し、ステップS3により15秒経過するのを待つ。

【0037】この15秒が経過すると、ステップS4に移行し、反射波Rの波形と、内部のメモリ等に予め記憶した各タイプA、B、Cの基準波形とを比較し、最も近い基準波形から手術電極3のタイプを判別する。

【0038】ところで、前記基準波形は、照射開始から15秒経過したときの各タイプの代表的な波形、例えばタイプBについては図6の(a)に示すような波形、又は、照射開始から15秒間の図2の(a)、(b)、(c)のような変化特性の波形である。

【0039】そして、手術電極3のタイプを判別すると、この判別にしたがって処理を分岐し、反射波Rの現在のレベルから判別される最も簡単なタイプBの場合は、ステップS4からステップS5に移行してさらに15秒経過するのを待ち、この15秒が経過して照射開始から30秒経過すると、ステップS6により反射波Rの正のピーク電圧が2V以上に上昇したか否かをくり返し判別する。

【0040】このとき、反射波Rの波形は凝固の進行にしたがって例えば図6の(b)、(c)に示すように変化し、(b)は照射開始から30秒後の凝固途中の波形、(c)は凝固を終了するタイミングになったときの波形である。

【0041】そして、図6の(a)、(b)、(c)からも明らかなように、タイプBの手術電極3の場合、タイプ判別直後の反射波Rのレベルは同図の(a)のように水分等で大きく、その後水分の減少等で反射波Rはレベルが低下してそのピーク電圧が同図の(b)のように2Vより小さくなり、さらに、凝固の終了に近づくにしたがって反射波Rのレベルが上昇し、終了したときのピーク電圧は同図の(c)のように2V以上に上昇する。

【0042】なお、図6の(c)の状態からさらにマイクロ波を照射すると、過凝固状態になり、生体組織の炭化等の弊害が生じる。

【0043】そして、反射波Rのピーク電圧が2Vに上昇し、凝固の適正な終了タイミングになると、ステップS6からステップS7の凝固終了に移行し、出力制御部4にマイクロ波出力の停止を通知し、出力制御部4の出力停止手段により電源部10をオフし、本体装置1のマイクロ波出力を自動停止する。

【0044】また、出力制御部4を介して本体装置1の報知装置17に終了報知を通知し、報知装置17によりブザー音、音声メッセージ等の音又はランプ点灯、文字や図形のメッセージ等の光で凝固の終了(マイクロ波照射の終了)を報知する。

【0045】一方、タイプAの場合は図3のステップS4から図4のステップS8に移行し、タイプ判別時、すなわちマイクロ波の照射開始から15秒後の反射波Rの

ピーク電圧を内部のレジスタR₀に保持する。

【0046】さらに、ステップS9、S10により2秒経過したときの反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持電圧に等しいか否かを判別し、図2の(a)の照射開始から4~8秒の間のような過渡的な変化によるレベル上昇が終了したか否かを識別する。

【0047】そして、2秒後の反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持値に等しくなるまでステップS8、S9、S10の処理をくり返し、レジスタR₀の保持値を更新しながら反射波Rのピーク電圧を監視する。

【0048】つぎに、2秒後の反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持値に等しくなると、ステップS10からステップS11に移行してさらに5秒経過するのを待ち、この5秒が経過すると、ステップS12により現在の反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持値より0.2V高いレベル以下か否かを判別し、この状態になるまでステップS10に戻り、このステップS10からの処理をくり返す。

【0049】そして、現在の反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持値より0.2V高いレベル以下になり、ほとんど変化しなくなると、ステップS13に移行して10秒経過するまで待ち、この10秒が経過して凝固の適正な終了タイミングになると、ステップS14の凝固終了に移行し、ステップS7と同様にしてマイクロ波出力を停止するとともに凝固の終了を報知する。

【0050】つぎに、タイプCの場合は図3のステップS4から図5のステップS15に移行し、このステップS15により図4のステップS8と同様、マイクロ波の照射開始から15秒後の反射波Rのピーク電圧を内部のレジスタR₀に保持する。

【0051】さらに、ステップS16、S17により2秒経過したときの反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持電圧より大きくなったか否かを判別し、図2の(c)の25秒経過以降のようなレベルの漸増状態に達したか否かを識別する。

【0052】そして、この漸増状態になるまでステップS15、S16、S17の処理をくり返し、レジスタR₀の保持値を更新しながら反射波Rのピーク電圧を監視する。

【0053】つぎに、前記漸増状態になると、ステップS17からステップS18に移行してさらに5秒経過するのを待ち、この5秒が経過すると、ステップS19により現在の反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持値より0.1V以上高くなったか否かを判別し、この状態になるまでステップS17に戻り、このステップS17からの処理をくり返す。

【0054】そして、現在の反射波Rのピーク電圧がレジスタR₀の保持値より0.1V以上高くなると、ステップS20に移行して10秒経過するまで待ち、この10秒が経過して凝固の適正な終了タイミングになると、

ステップS21の凝固終了に移行し、ステップS7、S14と同様にしてマイクロ波出力を停止するとともに凝固の終了を報知する。

【0055】したがって、手術電極3がどのタイプであってもマイクロ波照射による凝固が適正な終了タイミングで自動的に終了し、過凝固等の発生が確実に防止されて操作性、機能性が著しく向上する。

【0056】なお、例えば図2の(b)の場合のように、何らかの原因でマイクロ波照射がタイマ設定された時間まで継続したとしても、出力時間設定部5のタイムアップ通知に基づき、出力制御部4が電源部10をオフして本体装置1のマイクロ波出力を停止する。

【0057】また、マイクロ波照射中に始動スイッチ9が再度オンすると、出力制御部4が直ちに電源部10をオフしてマイクロ波出力を停止する。そのため、十分な安全性等も確保される。

【0058】つぎに、マイクロ波照射が終了すると、出力制御部4により出力時間設定部5の解離電流用のタイマが起動されるとともに、この設定部5を介して解離電流設定部18に出力オンが指令され、自動的に組織解離に移行する。

【0059】このとき、直流電源7から解離電流設定部8、混合器14、センサ部15、同軸ケーブル2、手術電極3を介して生体組織に設定された大きさの直流の組織解離電流DCが供給され、この解離電流DCにより生体の電気浸透作用を利用して手術電極3に付着し乾燥した組織を軟化し、手術電極3を生体から引抜き易くする。

【0060】そして、出力時間設定部5のタイムアップにより出力制御部4が解離電流設定部18に出力オフを指令し、組織解離電流DCの供給が自動的に終了し、この終了は警報装置17により報知される。

【0061】以上のマイクロ波照射と生体組織の解離とを手術電極3の刺入等する位置をずらして必要回数くり返すことにより、生体の所望の止血、凝固等が行える。

【0062】ところで、使用する手術電極のタイプが1つに固定されているような場合は、例えば図3のステップS4の判定等は不要になる。

【0063】また、反射波Rのレベル又は波形を監視する代わりに進行波Tのレベル又は波形を監視してマイクロ波出力を自動停止するようにしてもよく、反射波R、進行波Tの両方のレベル又は波形を監視してマイクロ波出力を自動停止するようにしてもよい。

【0064】このとき、判別の基準となるレベル、波形が手術電極3の形状や生体組織の手術部位等によって異なるため、実験等により予め適用する条件での反射波R、進行波Tの変化特性を測定して判別に必要な基準のレベル、波形を判別処理部16等に設定すればよい。そ

して、判別手順等が図3、図4、図5と異なってもよいのは勿論である。

【0065】また、図1の出力制御部4等の構成はどのようなであってもよく、例えば、1個のマイクロコンピュータにより出力制御部4、出力時間設定部5及び判別処理部16等を形成することも可能である。

【0066】また、1回のマイクロ波照射が組織解離電流にマイクロ波出力を断続的または連続的に重畳して行われるようないわゆる同時照射等の場合にも同様に適用することができる。

【0067】

【発明の効果】本発明は、以下に記載する効果を奏する。マイクロ波の照射による生体組織の凝固の進行にしたがって本体装置1のマイクロ波出力に対する負荷インピーダンスが変化し、本体装置1のマイクロ波の進行波、反射波が変化するため、センサ部15の検出波のレベル、波形が前記凝固の進行にしたがって変化し、センサ部15の検出波のレベル、波形の少なくとも一方の監視に基づき終了判別手段は生体組織の条件等に応じた適正なタイミングで凝固の終了を判別することができる。

【0068】そして、この判別に基づき出力停止手段が本体装置1のマイクロ波出力を停止するため、マイクロ波照射による生体組織の凝固を適正なタイミングで自動的に終了することができ、いわゆる過凝固の発生を確実に防止することができ、操作性、機能性の著しい向上を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の1形態のブロック図である。

【図2】手術電極のタイプ別の反射波のレベルの変化の特性図である。

【図3】図1の判別処理部の動作説明用の第1のフローチャートである。

【図4】図1の判別処理部の動作説明用の第2のフローチャートである。

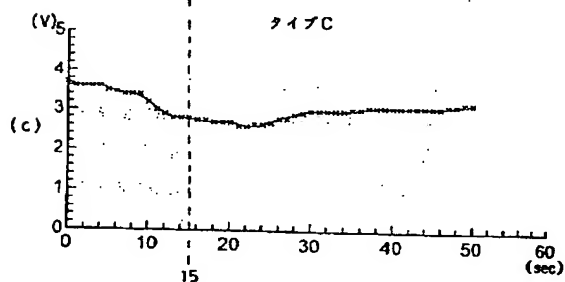
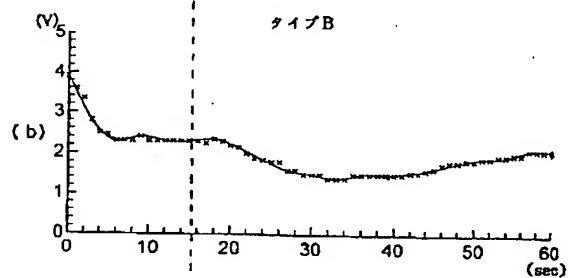
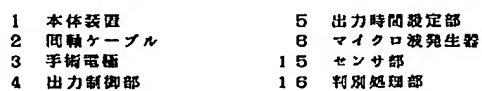
【図5】図1の判別処理部の動作説明用の第3のフローチャートである。

【図6】(a)、(b)、(c)は図1の反射波の波形変化の1例の説明図である。

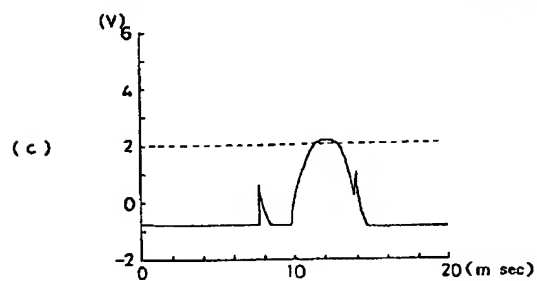
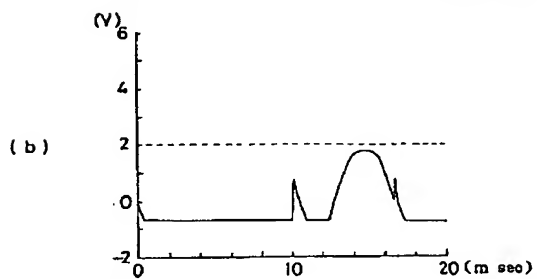
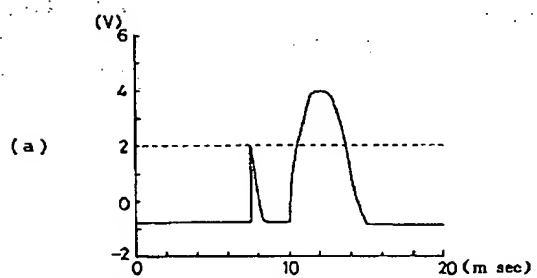
【符号の説明】

- 1 本体装置
- 2 同軸ケーブル
- 3 手術電極
- 4 出力制御部
- 5 出力時間設定部
- 6 マイクロ波発生器
- 15 センサ部
- 16 判別処理部

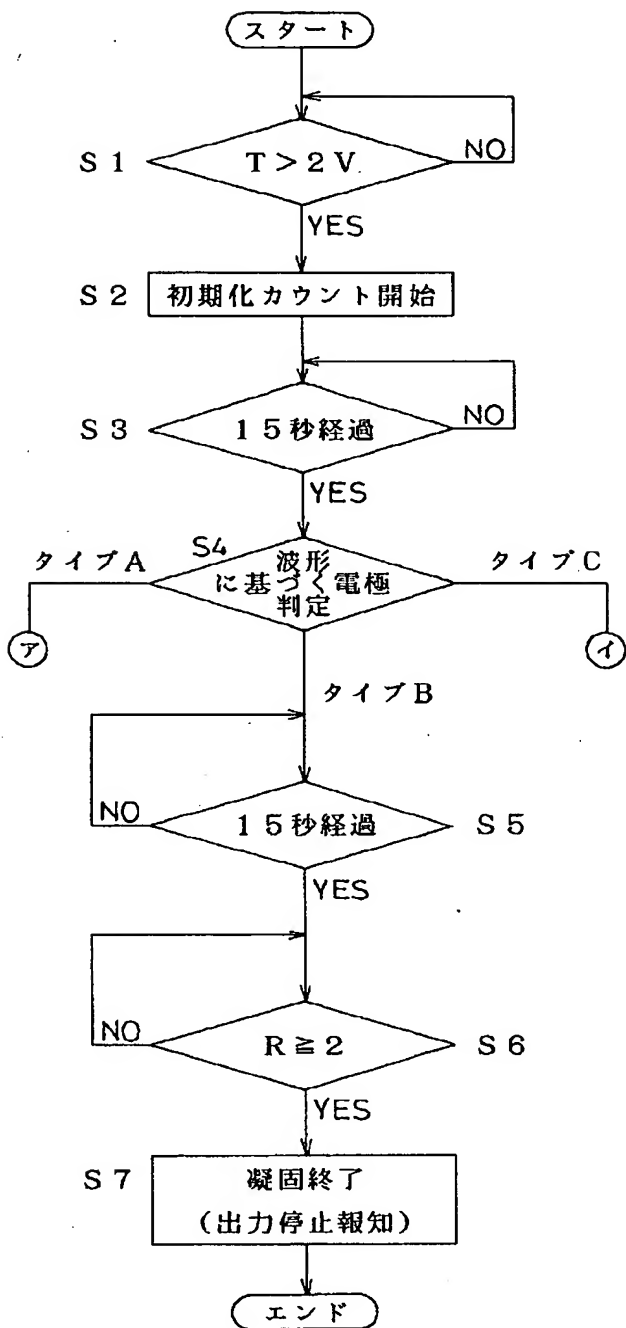
【図2】



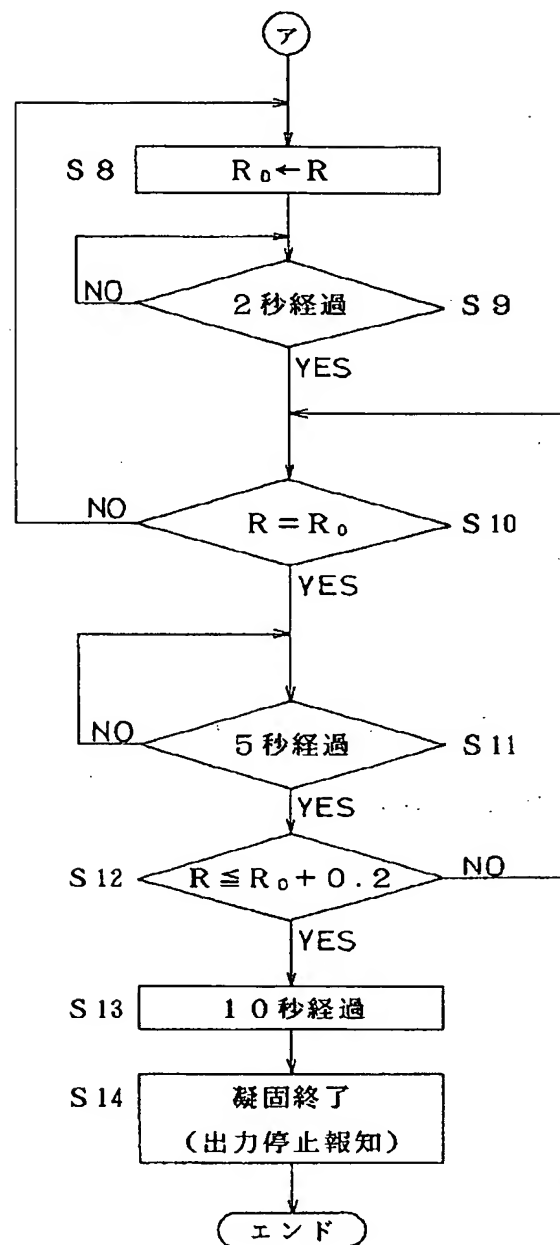
【図6】



【図3】



【図4】



【図5】

